

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5886155号
(P5886155)

(45) 発行日 平成28年3月16日(2016.3.16)

(24) 登録日 平成28年2月19日(2016.2.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 N 5/10 P

A 6 1 N 5/10 H

A 6 1 N 5/10 N

請求項の数 4 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-157876 (P2012-157876)
 (22) 出願日 平成24年7月13日(2012.7.13)
 (65) 公開番号 特開2014-18308 (P2014-18308A)
 (43) 公開日 平成26年2月3日(2014.2.3)
 審査請求日 平成26年11月12日(2014.11.12)

(73) 特許権者 000002107
 住友重機械工業株式会社
 東京都品川区大崎二丁目1番1号
 (74) 代理人 100088155
 弁理士 長谷川 芳樹
 (74) 代理人 100113435
 弁理士 黒木 義樹
 (74) 代理人 100162640
 弁理士 柳 康樹
 (72) 発明者 浅羽 徹
 愛媛県新居浜市惣開町5番2号 住友重機
 械工業株式会社愛媛製造所内
 審査官 沼田 規好

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 荷電粒子線治療計画装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

荷電粒子線を走査する走査電磁石と、前記荷電粒子線のエネルギーを低下させて前記荷電粒子線の飛程を調整するディグレーダと、を有する荷電粒子線照射装置を用いて被照射体へ前記荷電粒子線を照射するための治療計画を作成する荷電粒子線治療計画装置であって、

前記走査電磁石で偏向しなかった場合の前記荷電粒子線の照射軸である基軸に対する、前記荷電粒子線の照射軸の偏向角に基づいて、前記ディグレーダ内における前記荷電粒子線の通過距離を算出し、前記通過距離に基づいて、前記被照射体の所定の箇所へ照射する前記荷電粒子線の線量を調整する制御部を備えることを特徴とする荷電粒子線治療計画装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記被照射体へ照射する前記荷電粒子線の線量分布を算出する線量分布算出部を有し、

前記線量分布算出部は、前記ディグレーダ内における前記荷電粒子線の通過距離に基づいて、前記所定の箇所へ照射する前記荷電粒子線の線量を、前記所定の箇所よりも前記被照射体における前記荷電粒子線の上流側の他の箇所へ照射する前記荷電粒子線の線量に加算して、前記被照射体へ照射する前記荷電粒子線の線量分布を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の荷電粒子線治療計画装置。

【請求項 3】

10

20

前記制御部は、前記被照射体を前記荷電粒子線の照射方向に沿って複数の層に仮想的に分割する層設定部を有し、

前記層設定部は、前記層間の距離を とし、

前記線量分布算出部は、前記所定の箇所に前記荷電粒子線を照射するときの前記ディグレーダ内における前記荷電粒子線の通過距離による飛程の減少量が / 2 よりも大きい場合には、前記所定の箇所へ照射する前記荷電粒子線の線量を、前記他の箇所へ照射する荷電粒子線の線量に加算して、前記被照射体に照射する前記荷電粒子線の線量分布を算出する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の荷電粒子線治療計画装置。

【請求項 4】

10

荷電粒子線を走査する走査電磁石と、前記走査電磁石よりも下流に設けられると共に前記荷電粒子線のエネルギーを低下させて前記荷電粒子線の飛程を調整するディグレーダと、を収容する照射ノズルを有する荷電粒子線照射装置を用いて被照射体へ前記荷電粒子線を照射するための治療計画を作成する荷電粒子線治療計画装置であって、

前記被照射体の C T 画像を記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶した前記 C T 画像に基づき、前記被照射体を前記荷電粒子線の照射方向に沿って複数の層に仮想的に分割する層設定部と、

前記複数の層のそれぞれにおける前記荷電粒子線の照射位置を設定する照射位置設定部と、

前記走査電磁石で偏向しなかった場合の前記荷電粒子線の照射軸である基軸に対する、前記荷電粒子線の照射軸の偏向角に基づいて、前記複数の層のうちの所定の層における所定の照射位置へ前記荷電粒子線を照射するときの、前記ディグレーダ内における前記荷電粒子線の通過距離を算出し、前記通過距離に基づき、前記所定の照射位置へ照射する前記荷電粒子線の線量を、前記所定の照射位置よりも前記被照射体における前記荷電粒子線の上流側の層における照射位置へ照射する前記荷電粒子線の線量に加算して、前記被照射体に照射する前記荷電粒子線の線量分布を算出する線量分布算出部と、を有する

20

ことを特徴とする荷電粒子線治療計画装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、荷電粒子線照射装置を用いて被照射体へ荷電粒子線を照射するための治療計画を作成する荷電粒子線治療計画装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、特許文献 1 に示すような荷電粒子線照射装置を用いて被照射体へ荷電粒子線を照射するための治療計画を作成する荷電粒子線治療計画装置が知られている。特許文献 1 の荷電粒子線照射装置は、患者の体内の腫瘍に対し、荷電粒子線を照射することにより治療を行う装置である。荷電粒子線照射装置は、荷電粒子を加速させて荷電粒子線を発生させるサイクロトロンと、当該荷電粒子線を走査する走査電磁石と、走査電磁石よりも荷電粒子線の下流側に設けられ、当該荷電粒子線のエネルギーを低下させて荷電粒子線の飛程を調整するディグレーダと、を備えている。ディグレーダは、荷電粒子線の照射方向と直交する走査方向に、一定の厚さで拡がる板状の部材である。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2009 - 236867 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来の荷電粒子線治療計画装置は、被照射体に照射する荷電粒子線の線量分布を算出す

50

ることで荷電粒子線照射装置をどのように制御するかについての治療計画を作成する。荷電粒子線照射装置は、荷電粒子線治療計画装置が作成した治療計画に基づいて、被照射体へ荷電粒子線を照射する。しかしながら、荷電粒子線治療計画装置が算出した線量分布と、実際に荷電粒子線照射装置が照射した荷電粒子線の線量分布との間にずれが生じる場合があった。従って、治療計画の精度を向上させることが求められていた。

【0005】

本発明は、このような課題を解決するためになされたものであり、精度の高い治療計画を作成することができる荷電粒子線治療計画装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る荷電粒子線治療計画装置は、荷電粒子線を走査する走査電磁石と、荷電粒子線のエネルギーを低下させて荷電粒子線の飛程を調整するディグレーダと、を有する荷電粒子線照射装置を用いて被照射体へ荷電粒子線を照射するための治療計画を作成する荷電粒子線治療計画装置であって、ディグレーダ内における荷電粒子線の通過距離に基づいて、被照射体の所定の箇所には照射する荷電粒子線の線量を調整する制御部を備えることを特徴とする。

【0007】

例えば、図5に示すように、荷電粒子線の照射方向における断面が長方形の形状をなしているディグレーダを用いた場合、走査電磁石で偏向させずに直進させた荷電粒子線は、ディグレーダに垂直に入射するため、ディグレーダ内の通過距離が厚さと同じとなる。一方、走査電磁石で偏向させた荷電粒子線については、偏向角が大きい場合、荷電粒子線のディグレーダ内の通過距離が大きくなる。荷電粒子線のエネルギーは、ディグレーダ内の通過距離が大きいほど低下するため、荷電粒子線の飛程が短くなる。従って、荷電粒子線の偏向角による飛程の変化を考慮せずに治療計画を作成した場合、被照射体の所定の箇所に対する荷電粒子線の線量は、荷電粒子線治療計画装置で算出した値と、実際の値との間にずれが生じる場合がある。しかしながら、本発明に係る荷電粒子線治療計画装置は、ディグレーダ内における荷電粒子線の通過距離に基づいて、被照射体の所定の箇所には照射する荷電粒子線の線量を調整する制御部を備えている。従って、荷電粒子線の偏向角によって荷電粒子線のディグレーダ内の通過距離が変化しても、制御部は、当該通過距離を考慮して線量の調整を行うことができるため、治療計画と実際の照射との間のずれを抑制することが可能となる。これにより、精度の高い治療計画を作成することができる。

【0008】

また、本発明に係る荷電粒子線治療計画装置において、制御部は、被照射体に照射する荷電粒子線の線量分布を算出する線量分布算出部を有し、線量分布算出部は、ディグレーダ内における荷電粒子線の通過距離に基づいて、所定の箇所へ照射する荷電粒子線の線量を、所定の箇所よりも被照射体における荷電粒子線の上流側の他の箇所へ照射する荷電粒子線の線量に加算して、被照射体に照射する荷電粒子線の線量分布を算出することが好ましい。これによって、荷電粒子線のディグレーダ内の通過距離が大きくなることで飛程が短くなり、実際の荷電粒子線が所定の箇所よりも上流側へ照射される場合であっても、線量分布算出部が、そのような荷電粒子線の線量を考慮し、上流側の他の箇所での線量に加算して線量分布の算出をすることができる。従って、治療計画時に算出した線量分布と、実際の線量分布との間のずれを抑制することが可能となり、精度の高い治療計画を作成することができる。

【0009】

また、本発明に係る荷電粒子線治療計画装置において、制御部は、被照射体を荷電粒子線の照射方向に沿って複数の層に仮想的に分割する層設定部を有し、層設定部は、層間の距離をとし、線量分布算出部は、所定の箇所に荷電粒子線を照射するときのディグレーダ内における荷電粒子線の通過距離による飛程の減少量が $\frac{1}{2}$ よりも大きい場合には、所定の箇所へ照射する荷電粒子線の線量を、他の箇所へ照射する荷電粒子線の線量に加算して、被照射体に照射する荷電粒子線の線量分布を算出することが好ましい。線量分布算

10

20

30

40

50

出部は、飛程の減少量が大きい場合は、荷電粒子線の線量を他の箇所への線量に加算することで精度を向上させる一方、小さい場合は影響が少ないとして加算しない。これによって、治療計画の精度を高めつつも、演算の負荷を低減することができる。

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係る荷電粒子線治療計画装置は、荷電粒子線を走査する走査電磁石と、走査電磁石よりも下流に設けられると共に荷電粒子線のエネルギーを低下させて荷電粒子線の飛程を調整するディグレーダと、を収容する照射ノズルを有する荷電粒子線照射装置を用いて被照射体へ荷電粒子線を照射するための治療計画を作成する荷電粒子線治療計画装置であって、被照射体のＣＴ画像を記憶する記憶部と、記憶部に記憶したＣＴ画像に基づき、被照射体を荷電粒子線の照射方向に沿って複数の層に仮想的に分割する層設定部と、複数の層のそれぞれにおける荷電粒子線の照射位置を設定する照射位置設定部と、複数の層のうちの所定の層における所定の照射位置へ荷電粒子線を照射するときのディグレーダ内における荷電粒子線の通過距離に基づき、所定の照射位置へ照射する荷電粒子線の線量を、所定の照射位置よりも被照射体における荷電粒子線の上流側の層における照射位置へ照射する荷電粒子線の線量に加算して、被照射体に照射する荷電粒子線の線量分布を算出する線量分布算出部と、を有することを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

この荷電粒子線治療計画装置は、荷電粒子線のディグレーダ内の通過距離が大きくなることで飛程が短くなり、実際の荷電粒子線が所定の層における所定の照射位置よりも上流側へ照射される場合であっても、線量分布算出部が、そのような荷電粒子線の線量を考慮し、上流側の層における照射位置での線量に加算して線量分布の算出をすることができる。従って、治療計画時に算出した線量分布と、実際の線量分布との間のずれを抑制することが可能となり、精度の高い治療計画を作成することができる。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、精度の高い治療計画を作成することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図１】本発明の一実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置で作成された治療計画に基づいて治療を行う荷電粒子線照射装置の斜視図である。

30

【図２】荷電粒子線治療計画装置、及び荷電粒子線をスキヤニング法で照射する荷電粒子線照射装置の概略構成図である。

【図３】荷電粒子線治療計画装置、及び荷電粒子線をワブラー法で照射する荷電粒子線照射装置の概略構成図である。

【図４】本発明の実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置のブロック構成図である。

【図５】荷電粒子線の偏向角とディグレーダ内の通過距離との関係を示す模式図である。

【図６】本発明の実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置の治療計画の作成の処理内容を示すフローチャートである。

【図７】本発明の実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置の治療計画の作成の処理内容を示すフローチャートである。

40

【図８】所定の層の画像の一例を示す図である。

【図９】所定の層のＲＯＩを網羅するように設定された荷電粒子線の走査パターンの一例を示す図である。

【図１０】各座標点に照射された荷電粒子線の線量分布を示す概念図である。

【図１１】線量調整処理の処理内容を説明するための概念図である。

【図１２】各座標点での線量の重ね合せの様子を示すグラフである。

【図１３】荷電粒子線の線量分布の一例を示す画像である。

【図１４】線量分布とＲＯＩとを対比させたグラフである。

【図１５】変形例に係るディグレーダを示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 4 】

以下、添付図面を参照して、本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、以下の説明において同一又は相当要素には同一符号を付し、重複する説明は省略する。

【 0 0 1 5 】

図 1 は本発明の一実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置で作成された治療計画に基づいて治療を行う荷電粒子線照射装置の斜視図である。図 1 に示すように、荷電粒子線照射装置 1 は、治療台 1 1 を取り囲むように設けられた回転ガントリ 1 2 に取り付けられている。荷電粒子線照射装置 1 は、該回転ガントリ 1 2 によって、治療台 1 1 の回りに回転可能とされている。なお、この荷電粒子線照射装置 1 は、腫瘍の治療を行うための荷電粒子線照射装置である。

10

【 0 0 1 6 】

図 2 は、荷電粒子線治療計画装置、及び荷電粒子線をスキャニング法で照射する荷電粒子線照射装置の概略構成図である。図 3 は、荷電粒子線治療計画装置、及び荷電粒子線をワブラー法で照射する荷電粒子線照射装置の概略構成図である。図 2 , 3 に示すように、荷電粒子線照射装置 1 は、患者 1 3 の体内の腫瘍（被照射体） 1 4 に対し、荷電粒子線 R を照射するものである。荷電粒子線 R とは、電荷をもった粒子を高速に加速したものであり、例えば陽子線、重粒子（重イオン）線、電子線等が挙げられる。なお、ワブラー法は、ブロードビーム法とも称される。

【 0 0 1 7 】

なお、以下の説明においては、「X 方向」、「Y 方向」、「Z 方向」という語を用いて説明する。「Z 方向」とは、荷電粒子線 R の基軸 A X が延びる方向である。なお、「基軸 A X」とは、後述の走査電磁石 3 a , 3 b で偏向しなかった場合の荷電粒子線 R の照射軸とする。図 2 , 3 では、基軸 A X に沿って荷電粒子線 R が照射されている様子を示している。なお、以下の説明では、基軸 A X に沿って荷電粒子線 R が照射される方向を「荷電粒子線 R の照射方向」とするものとする。「X 方向」とは、Z 方向と直交する平面内における一方向である。「Y 方向」とは、Z 方向と直交する平面内において X 方向と直交する方向である。

20

【 0 0 1 8 】

まず、図 2 を参照して、本実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置が作成した治療計画を用いて治療を行う荷電粒子線照射装置の構成について説明する。スキャニング法に係る荷電粒子線照射装置の構成について説明する。図 2 に示すように、荷電粒子線照射装置 1 は、加速器 2、走査電磁石 3 a , 3 b、モニタ 4 a , 4 b、収束体 6 a , 6 b、ディグレーダ 3 0 及び制御装置 7 を備えている。走査電磁石 3 a , 3 b、モニタ 4 a , 4 b、収束体 6 a , 6 b、ディグレーダ 3 0 及び制御装置 7 は、照射ノズル 8 に収納されている。ただし、制御装置 7 は、照射ノズル 8 の外部に設けられていてもよい。制御装置 7 には、荷電粒子線治療計画装置 1 0 0 が接続されている。荷電粒子線照射装置 1 が治療を行う際、事前に荷電粒子線治療計画装置 1 0 0 で治療計画を作成し、当該治療計画を荷電粒子線照射装置 1 の制御装置 7 へ送信する。制御装置 7 は、受信した治療計画に基づいて荷電粒子線 R の照射を行う。

30

【 0 0 1 9 】

加速器 2 は、荷電粒子を加速させて、荷電粒子線 R を連続的に発生させる発生源である。加速器 2 として、例えば、サイクロトロン、シンクロトロン、サイクロシンクロトロン、ライナック等が挙げられる。加速器 2 で発生した荷電粒子線 R は、ビーム輸送系によって照射ノズル 8 へ輸送される。この加速器 2 は、制御装置 7 に接続されており、供給される電流が制御される。

40

【 0 0 2 0 】

走査電磁石 3 a , 3 b は、それぞれ一対の電磁石から構成され、制御装置 7 から供給される電流に応じて一対の電磁石間の磁場を変化させ、当該電磁石間を通過する荷電粒子線 R を走査する。X 方向走査電磁石 3 a は、X 方向（第 1 の走査方向）に荷電粒子線 R を走査し、Y 方向走査電磁石 3 b は、Y 方向（第 1 の走査方向と直交する第 2 の走査方向）に

50

荷電粒子線 R を走査する。これらの走査電磁石 3 a , 3 b は、基軸 A X 上であって、加速器 2 の下流側にこの順で配置されている。

【 0 0 2 1 】

モニタ 4 a は、荷電粒子線 R のビーム位置を監視し、モニタ 4 b は、荷電粒子線 R の線量の絶対値と荷電粒子線 R の線量分布とを監視する。各モニタ 4 a , 4 b は、監視した監視情報を制御装置 7 に出力する。モニタ 4 a は、荷電粒子線 R の基軸 A X 上であって、加速器 2 の下流側で X 方向走査電磁石 3 a の上流側に配置されている。モニタ 4 b は、基軸 A X 上であって Y 方向走査電磁石 3 b の下流側に配置されている。

【 0 0 2 2 】

収束体 6 a , 6 b は、例えば荷電粒子線 R を絞って収束させるものであり、ここでは、電磁石が用いられている。収束体 6 a は、基軸 A X 上であって加速器 2 とモニタ 4 a との間に配置され、収束体 6 b は、基軸 A X 上であって、モニタ 4 a と走査電磁石 3 a との間に配置されている。

【 0 0 2 3 】

ディグレーダ 3 0 は、通過する荷電粒子線 R のエネルギーを低下させて当該荷電粒子線 R の飛程を調整する。なお、飛程の調整は、加速器 2 の直後に設けられたディグレーダ (不図示) によって荒調整が行われ、照射ノズル 8 内のディグレーダ 3 0 で微調整が行われる。ディグレーダ 3 0 は、基軸 A X 上であって、走査電磁石 3 a , 3 b よりも荷電粒子線 R の下流側に設けられ、患者 1 3 の体内における荷電粒子線 R の最大到達深さを調整する。ディグレーダ 3 0 は、X 方向及び Y 方向に拡がる板状の部材である。なお、本実施形態において「飛程」とは、荷電粒子線 R が運動エネルギーを失って静止するまでに進む距離である。より詳細には、飛程は、最大線量を 1 0 0 % とした場合に、最大線量となる照射距離 (深さ) よりも深い側であって、線量が 9 0 % となる深さである。荷電粒子線 R を腫瘍 1 4 に照射するときは、腫瘍 1 4 を Z 方向に仮想的に複数の層 L に分割し (例えば、図 5 を参照) 、各層 L に設定された照射範囲において所定の走査パターンに沿って荷電粒子線 R を走査しながら照射を行う。一の層 L に対する荷電粒子線 R の照射が完了したら、ディグレーダ 3 0 (また、加速器 2 の直後のディグレーダも用いてよい) で飛程を調整し、他の層 L に対して荷電粒子線 R の照射を行う。ディグレーダ 3 0 は、Y 方向走査電磁石 3 b から、1 5 0 0 m m ~ 2 0 0 0 m m 程度の位置に配置されている。

【 0 0 2 4 】

荷電粒子線 R の飛程の調整は、当該荷電粒子線 R のディグレーダ 3 0 内の通過距離を変えることによってなされる。例えば、荷電粒子線 R の照射軸上に配置されるディグレーダ 3 0 自体を、異なる厚さを有するものに置き換えることで、飛程の調整を行ってよい。または、Z 方向に複数枚のディグレーダ 3 0 を配置可能な構成としておき、荷電粒子線 R の基軸 A X 上に配置されるディグレーダ 3 0 の枚数を変更することで、飛程の調整を行ってよい。この場合、各ディグレーダ 3 0 に対して、Z 方向と直交する平面内で往復動可能なアクチュエータを設けておき、当該アクチュエータを制御することで、ディグレーダ 3 0 を荷電粒子線 R の基軸 A X 上への配置と退避が可能となる。

【 0 0 2 5 】

ディグレーダ 3 0 を設ける位置は、走査電磁石 3 a , 3 b より下流側であれば特に限定されないが、スキヤニング法を採用する場合、モニタ 4 b よりも下流側に設けることが好ましい。本実施形態では、照射ノズル 8 の先端部 8 a に設けられている。なお、照射ノズル 8 の先端とは、荷電粒子線 R の下流側の端部である。

【 0 0 2 6 】

制御装置 7 は、例えば C P U 、 R O M 、及び R A M 等により構成されている。この制御装置 7 は、モニタ 4 a , 4 b から出力された監視情報に基づいて、加速器 2 、走査電磁石 3 a , 3 b 及び収束体 6 a , 6 b を制御する。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示す荷電粒子線照射装置 1 により、スキヤニング法によって荷電粒子線 R の照射を行う場合、所定の飛程に調整可能なディグレーダ 3 0 をセットすると共に、通過する荷

10

20

30

40

50

電粒子線 R が収束するように収束体 6 a , 6 b を作動状態 (O N) とする。

【 0 0 2 8 】

続いて、加速器 2 から荷電粒子線 R を出射する。出射された荷電粒子線 R は、走査電磁石 3 a , 3 b を制御することにより走査されると共に、ディグレーダ 3 0 で荷電粒子線 R の飛程が調整される。これにより、荷電粒子線 R は、腫瘍 1 4 に対して Z 方向に設定された一の層 L における照射範囲内を走査されつつ照射されることとなる。一の層 L に対する照射が完了したら、次の層 L へ荷電粒子線 R を照射する。

【 0 0 2 9 】

図 3 を参照して、ワブラー法に係る荷電粒子線照射装置の構成について説明する。図 3 に示すように、荷電粒子線照射装置 1 は、加速器 2、走査電磁石 3 a , 3 b、モニタ 4 a , 4 b、散乱体 5、リッジフィルタ 2 2、マルチリーフコリメータ 2 4、ボラス 2 6、患者コリメータ 2 7、ディグレーダ 3 0 及び制御装置 7 を備えている。走査電磁石 3 a , 3 b、モニタ 4 a , 4 b、散乱体 5、リッジフィルタ 2 2、マルチリーフコリメータ 2 4、ボラス 2 6、患者コリメータ 2 7、ディグレーダ 3 0 及び制御装置 7 は、照射ノズル 8 に収納されている。ただし、制御装置 7 は、照射ノズル 8 の外部に設けられていてもよい。なお、図 2 の荷電粒子線照射装置 1 と同様な部分については、説明を省略する。

【 0 0 3 0 】

散乱体 5 は、通過する荷電粒子線 R を、照射軸と直交する方向に広がりを持つ幅広のビームに拡散する。この散乱体 5 は、板状を呈し、例えば厚さ数 mm のタングステンで形成されている。散乱体 5 は、基軸 A X 上において、走査電磁石 3 b の下流側でモニタ 4 b の上流側に配置されている。

【 0 0 3 1 】

リッジフィルタ 2 2 は、荷電粒子線 R の線量分布を調整するものである。具体的には、リッジフィルタ 2 2 は、患者 1 3 の体内の腫瘍 1 4 の厚さ (照射方向の長さ) に対応するように、荷電粒子線 R に拡大ブラッグピーク (S O B P) を与える。リッジフィルタ 2 2 は、基軸 A X 上において散乱体 5 の下流側でモニタ 4 b の上流側に配置されている。

【 0 0 3 2 】

ディグレーダ 3 0 は、基軸 A X 上においてリッジフィルタ 2 2 とモニタ 4 b との間に配置されている。このディグレーダ 3 0 は、図 2 で説明したものと同趣旨の機能・構成を有しており、同様な方法で飛程を調整可能である。ディグレーダ 3 0 は、散乱体 5 から、1 0 0 0 mm ~ 1 8 0 0 mm 程度の位置に配置されている。

【 0 0 3 3 】

マルチリーフコリメータ (Multi Leaf Collimator: 以下、「 M L C 」という) 2 4 は、照射方向と垂直な平面方向における荷電粒子線 R の形状 (平面形状) を整形するものであり、複数の櫛歯を含む遮線部 2 4 a , 2 4 b を有している。遮線部 2 4 a , 2 4 b は、互いに突き合わせるように配置されており、これらの遮線部 2 4 a , 2 4 b 間には、開口部 2 4 c が形成されている。この M L C 2 4 は、開口部 2 4 c に荷電粒子線 R を通過させることで、開口部 2 4 c の形状に対応する輪郭に荷電粒子線 R を切り取る。

【 0 0 3 4 】

また、 M L C 2 4 は、Z 方向と直交する方向に遮線部 2 4 a , 2 4 b を進退させることで、開口部 2 4 c の位置及び形状を変化することが可能となっている。さらに、 M L C 2 4 は、リニアガイド 2 8 で照射方向に沿って案内されており、Z 方向に沿って移動可能になっている。この M L C 2 4 は、モニタ 4 b の下流側に配置されている。

【 0 0 3 5 】

ボラス 2 6 は、荷電粒子線 R の最大到達深さの部分の立体形状を、腫瘍 1 4 の最大深さ部分の形状に合わせて整形する。このボラス 2 6 の形状は、例えば、腫瘍 1 4 の輪郭線と、X 線 C T のデータから求められる周辺組織の電子密度とに基づいて算出される。ボラス 2 6 は、基軸 A X 上において M L C 2 4 の下流側に配置されている。患者コリメータ 2 7 は、荷電粒子線 R の平面形状を腫瘍 1 4 の平面形状に合わせて最終的に整形するものである。この患者コリメータ 2 7 は、基軸 A X 上においてボラス 2 6 の下流側に配置

10

20

30

40

50

されており、MLC24の代わりとして用いられてもよいし、MLC24と患者コリメータ27の双方を用いてもよい。ボラス26及び患者コリメータ27は、照射ノズル8の先端部8aに設けられている。

【0036】

図3に示す荷電粒子線照射装置1により、ワブラー法によって荷電粒子線Rの照射を行う場合、所定の飛程に調整可能なディグレーダ30をセットすると共に、MLC24の遮線部24a, 24bが進退されて開口部24cが所定形状とされる。

【0037】

続いて、加速器2から荷電粒子線Rを出射する。出射された荷電粒子線Rは、走査電磁石3a, 3bによって円を描くように走査されて散乱体5によって拡散された後、リッジフィルタ22、ディグレーダ23、MLC24、ボラス26及び患者コリメータ27によって整形及び調整される。これにより、腫瘍14の形状に沿った一様照射範囲をもって腫瘍14に荷電粒子線Rが照射されることとなる。

【0038】

なお、同一の荷電粒子線照射装置1で、スキャニング法とワブラー法の両方を行える構成としてもよい。すなわち、図2に示す構成要素と図3に示す構成要素の両方を設け、スキャニング法を採用する場合は、ワブラー法のみで用いる構成要素を退避させ、ワブラー法を採用する場合は、スキャニング法で採用する構成要素を退避させてもよい。

【0039】

次に、図4を参照して、荷電粒子線治療計画装置100の構成について説明する。図4は、本実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置100のブロック構成図である。荷電粒子線治療計画装置100は、前述の荷電粒子線照射装置1を用いて腫瘍14へ荷電粒子線Rを照射するための治療計画を作成する装置である。荷電粒子線治療計画装置100は、制御部101、表示部102、入力部103を備えている。表示部102は、治療計画の作成のために必要な情報をユーザに表示する機能を有しており、ディスプレイなどによって構成されている。入力部103は、治療計画の作成のためにユーザの操作によって必要な情報を入力する機能を有しており、マウス、タッチパネル、ペンタブレット、キーボードなどによって構成される。なお、制御部101が治療計画の作成のための処理を全自動で行う場合、表示部102及び入力部103を省略してもよい。

【0040】

制御部101は、例えばCPU、ROM、及びRAM等により構成されている。制御部101は、荷電粒子線治療計画装置100による治療計画の作成のための制御処理を実行する機能を有している。本実施形態では、制御部101は、ディグレーダ30内における荷電粒子線Rの通過距離に基づいて、腫瘍14の所定の箇所照射する荷電粒子線Rの線量を調整する機能を有している。

【0041】

制御部101は、ディグレーダ30内における荷電粒子線Rの通過距離に基づいて、腫瘍14の所定の箇所照射する荷電粒子線Rの線量を調整することで、腫瘍14の所定の箇所照射される荷電粒子線Rの実際の線量と、治療計画時に算出した線量の差を小さくし、精度の高い治療計画を作成する。具体的に、制御部101は、記憶部104、層設定部106、照射位置設定部107、線量分布算出部108、制御パターン作成部109を備えている。

【0042】

記憶部104は、治療計画に用いられる各種情報を取得すると共に記憶する機能を有している。記憶部104は、記憶した情報を必要なタイミングで出力することができる。記憶部104は、少なくともCT画像作成装置(不図示)から腫瘍14のCT画像を取得すると共に、当該CT画像を記憶する機能を有している。

【0043】

層設定部106は、腫瘍14を荷電粒子線Rの照射方向(基軸AXに沿って照射される荷電粒子線Rの照射方向である)に沿って複数の層Lに仮想的に分割する機能を有してい

10

20

30

40

50

る。層設定部 106 は、例えば 2 ~ 10 mm 程度の間隔で層 L を分割する。

【0044】

照射位置設定部 107 は、各層 L に対して荷電粒子線 R を照射する位置を設定する機能を有している。照射位置設定部 107 は、複数の層 L のそれぞれに対して、荷電粒子線 R を照射する範囲 (ROI: Region of Interest) を設定すると共に、当該 ROI を網羅するような荷電粒子線 R の走査パターンを設定する機能を有している。

【0045】

線量分布算出部 108 は、腫瘍 14 に照射する荷電粒子線 R の線量分布を算出する機能を有している。線量分布算出部 108 は、ディグレード 30 内における荷電粒子線 R の通過距離に基づいて、各層 L の所定の照射位置へ照射する荷電粒子線 R の線量を、当該層 L よりも腫瘍 14 における荷電粒子線 R の上流側の他の層 L の照射位置へ照射する荷電粒子線の線量に加算して、腫瘍 14 に照射する荷電粒子線 R の線量分布を算出する。また、線量分布算出部 108 は、所定の層 L の照射位置に荷電粒子線 R を照射するときのディグレード 30 内における荷電粒子線 R の通過距離による飛程の減少量が / 2 よりも大きい場合 (なお、は層 L の間隔である) には、所定の層 L の照射位置へ照射する荷電粒子線 R の線量を、上流側の他の層 L の照射位置へ照射する荷電粒子線 R の線量に加算して、腫瘍 14 に照射する荷電粒子線 R の線量分布を算出する。また、線量分布算出部 108 は、算出した線量分布を ROI と対比・評価し、OK か NG かの判定を行う機能を有している。

【0046】

制御パターン作成部 109 は、決定された走査パターンに従って腫瘍 14 へ荷電粒子線 R が照射されるように、走査電磁石 3a, 3b の制御パターンを作成する機能を有している。

【0047】

次に、図 6 及び図 7 を参照して、荷電粒子線治療計画装置 100 で治療計画を作成するとき処理の内容について説明する。図 6 及び図 7 は、本実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置 100 の治療計画の作成の処理内容を示すフローチャートである。図 6 及び図 7 に示す処理は、図示されない CT 画像作成装置による患者 13 の腫瘍 14 周辺の CT 画像の作成が終了した後、荷電粒子線照射装置 1 を用いて治療を行う前段階において、荷電粒子線治療計画装置 100 の制御部 101 で所定のタイミングで実行される。なお、スキニング法で治療を行う際の治療計画を作成する場合の例について説明する。また、以下に示す処理内容は一例に過ぎず、各処理内容の順序や内容を適宜変更してもよい。

【0048】

図 6 に示すように、制御部 101 は、CT 画像作成装置 (不図示) から腫瘍 14 周辺の CT 画像を取得すると共に、取得した CT 画像を記憶部 104 に記憶させる (ステップ S100)。ここで、制御部 101 は、記憶部 104 で記憶した CT 画像に基づいて腫瘍 14 の三次元の画像を作成する。また、制御部 101 は、腫瘍 14 に対して照射する荷電粒子線 R の照射方向 (基軸 AX に沿って照射される荷電粒子線 R の照射方向) を設定する。次に、層設定部 106 は、記憶部 104 に記憶した CT 画像に基づいて、腫瘍 14 を荷電粒子線 R の照射方向である Z 方向に沿って、複数の層 L に仮想的に分割する (ステップ S110)。層設定部 106 は、設定された照射方向と直交する複数の層 L により、所定の間隔で腫瘍 14 を分割する。また、層設定部 106 は、各層 L に該当する位置における、腫瘍 14 の三次元画像の断面の画像を取得する。例えば、図 8 に示すような画像が取得される。

【0049】

次に、照射位置設定部 107 は、S110 で設定した各層 L に対して、荷電粒子線 R を照射する範囲 (ROI: Region of Interest)、すなわち、治療を行うべき範囲を決定する (ステップ S120)。当該 ROI の決定は、各層 L の画像に基づいて決定される。例えば、図 8 に示す層 L の画像から腫瘍 14 の位置を特定すると共に、当該腫瘍 14 を取り囲んだ部分 (図 8 において白線で取り囲まれる部分) を ROI として決定することができる。なお、照射位置設定部 107 は、層 L の画像に基づいた演算を行うことによって ROI

10

20

30

40

50

Iを決定してもよく、ユーザの入力に基づいてROIを決定してもよい。ユーザ入力に基づく場合、制御部101は表示部102に各層Lの画像を出力する。ユーザは、表示部102に表示された層Lの画像を参照することで、当該画像のどの部分に荷電粒子線Rを照射するかを検討し、入力部103を操作することによって画像中のROIを特定する。照射位置設定部107は、ユーザ入力情報を取得することで、各層LにおけるROIを決定する。

【0050】

次に、制御部101は、各層LにおけるROIに対する荷電粒子線Rの走査パターンを作成すると共に、線量算出処理を実行する(ステップS200)。図7に示すように、荷電粒子線Rの走査パターンを作成する指示が発生することにより(ステップS210)、

10

【0051】

次に、各々の層Lについて、走査パターンを作成すると共に、ディグレーダ30内における荷電粒子線Rの通過距離に基づいて、腫瘍14の所定の箇所に照射する荷電粒子線Rの線量を調整しながら算出する(ステップS220~S300)。まず、制御部101は、下流側の層Lから順番に演算を行うために、層Lの番号Nを1に設定する(ステップS220)。照射位置設定部107は、下流側からN(=1)番目の層LのROIを網羅するように、当該層Lに対する荷電粒子線Rの走査パターンを作成する(ステップS230)

20

【0052】

次に、線量分布算出部108は、ROIの線量分布を算出するために、S230で設定した走査パターンを座標点に分解すると共に、各座標点の(X, Y,)を特定する(ステップS240)。なお、は、当該座標点に照射される荷電粒子線Rの照射軸の、基軸AXに対する偏向角である。

30

【0053】

線量分布算出部108は、荷電粒子線Rのディグレーダ30内の通過距離を考慮して調整をしながら、層L内の各座標点に対する荷電粒子線Rの線量を算出する線量調整処理を実行する(ステップS250)。図10に示すように、走査経路RL上の各座標点の線量を算出する。各座標点周辺のグレースケールで示された円形は各座標点における荷電粒子線Rの線量分布を示している。なお、簡略化のためにグレースケールの濃さを一定にしているが、円の中心ほど線量は高くなる。

40

【0054】

具体的に、線量分布算出部108は、ディグレーダ30内の荷電粒子線Rの通過距離を算出する(ステップS260)。図5に示すように、照射軸が基軸AXに対して偏向角で偏向している場合、荷電粒子線Rのディグレーダ30内の通過距離は、 A / \cos となる。従って、N番目の層Lにおける座標点(x1, y1, 1)へ荷電粒子線Rを照射する場合、当該荷電粒子線Rのディグレーダ30内の通過距離は、ディグレーダ30の厚さA分を通過する場合よりも、 $(A / \cos 1 - A) =$ だけ長くなる(Aはディ

50

グレーダ 30 の厚さ)。

【0055】

また、線量分布算出部 108 は、S260 で算出した通過距離に基づいて、各座標点における飛程を補正する(ステップ S270)。ディグレーダ 30 内の通過距離が だけ長くなる場合、荷電粒子線 R の飛程は、荷電粒子線 R がディグレーダ 30 の厚さ A を通過する場合よりも、 k だけ短くなるものと算出することができる。なお、 k は所定の係数であり、試験やシミュレーションなどで予め求めておく。このとき、飛程減少量 ($= k$) が、層間の距離 の半分 ($/2$) よりも小さい場合、座標点 (x_1, y_1) の飛程は補正しない。すなわち、演算の対象となっている N 番目の層 L の座標点 (x_1, y_1) に荷電粒子線 R が照射されるものとして後の演算を行う。一方、飛程減少量 ($= k$) が、 $/2$ 以上である場合、座標点 (x_1, y_1) の飛程を補正する。具体的には、補正前に N 番目の層 L の座標点 (x_1, y_1) に照射されるものと設定していたものを、飛程を上流側に だけ補正することにより、上流側の N+1 番目の層の座標点 (x_1, y_1) に照射されるものとする。また、飛程減少量 ($= k$) が更に大きくなる場合は、N+2、N+3... 番目の層 L における座標点 (x_1, y_1) に照射されるものとして、飛程を補正してよい。従って、N 番目の層 L には、飛程減少量 ($= k$) が $/2$ より小さい座標点に照射される荷電粒子線 R の線量に加えて、下流側の他の層 L (N-1、N-2... 番目の層 L) で補正されることで N 番目の層 L に属することとなった座標点に照射される荷電粒子線 R の線量が加算される。

【0056】

次に、線量分布算出部 108 は、S270 での飛程の補正結果に基づいて、N 番目の層 L 中の各座標点の線量を算出する(ステップ S280)。座標点に荷電粒子線 R を照射したときの線量分布は、予め測定しておいたデータを用いる。例えば、図 13 に示すように、水ファントムの中に荷電粒子線 R を照射し、水の中での線量分布を測定したデータを用いる。図 13 (a) 及び図 13 (b) では、色が薄い部分ほど線量が高く、濃い部分ほど線量が低い。

【0057】

具体的な線量調整処理について、図 11 を参照して説明する。まず、S240 の処理において、N 番目の層 L (以下、層 L_N と称する) に座標点 P1, P2, P3, P4 が設定されたものとする(なお、説明のためにこの座標点を「設定座標点 P」と称する)。また、図 11 中の二点鎖線で示すグラフ CL は、層 L_N 内の全ての座標点についての飛程減少量 ($= k$) を算出してプロットしたものである。ただし、このグラフ CL は説明のために示したものであり、実際の治療計画ではグラフ CL の作成は行われず、演算の負荷の低減のために、各設定座標点 P についての飛程減少量 ($= k$) のみが算出される。なお、グラフ CL の一部又は全部を作成してもよい。

【0058】

次に、S260 の処理において、線量分布算出部 108 は、各設定座標点 P1, P2, P3, P4 に対する荷電粒子線 R のディグレーダ 30 内の通過距離を算出する。これによって各設定座標点 P1, P2, P3, P4 についての飛程減少量 ($= k$) が算出される。当該飛程減少量 ($= k$) を差し引いた算出座標点 CP1, CP2, CP3, CP4 を、説明のために図 11 に示す。次に、S260 の処理において、線量分布算出部 108 は、各設定座標点 P1, P2, P3, P4 についての飛程減少量 ($= k$) に基づいて、飛程の補正を行う。

【0059】

まず、設定座標点 P1 に対応する算出座標点 CP1 は、層 L_N から $/2$ の範囲内に存在するため、補正はなされず、層 L_N に属したままとする。設定座標点 P2 に対応する算出座標点 CP2 は、層 L_N から $/2$ の範囲よりも上流側に存在するため、補正がなされて、層 L_{N+1} に補正座標点 AP2 として加えられる。設定座標点 P3 に対応する算出座標点 CP3 は、層 L_{N+1} より更に上流側に存在するが、層 L_{N+1} から $/2$ の範囲内に存在するため、補正がなされて、層 L_{N+1} に補正座標点 AP3 として加えられる。設

定座標点 P 4 に対応する算出座標点 C P 4 は、層 L_{N+2} より更に上流側に存在し、層 L_{N+3} より下流側に / 2 の範囲内に存在するため、補正がなされて、層 L_{N+3} に補正座標点 A P 4 として加えられる。また、層 L_N より下流側の層での補正によって層 L_N に加えられるものとされた補正座標点 A P 5 が、層 L_N に属するものとなる。以上によって、層 L_N には、設定座標点 P 1 と補正座標点 A P 5 が属することとなり、当該座標点 P 1 , A P 5 についての荷電粒子線 R の線量が算出される。これにより、設定座標点 P に対する荷電粒子線 R の線量に加えて、補正座標点 A P に対する荷電粒子線 A P の線量が加算される（例えば、図 12 を参照）。なお、補正座標点 A P 2 , A P 3 , A P 4 は、線量の算出がなされる層 L_N には属さないものとなるが、後に別の層における計算で用いるために一旦記憶部 104 に記憶される。

10

【0060】

図 7 に戻り、S 280 の処理が終了すると、制御部 101 は、 $N = N_{max}$ （層 L のうち、最も上流側に存在する層 L の番号）であるか否かを判定する（ステップ S 290）。S 290 において N が N_{max} に達していないと判定された場合、 $N = N + 1$ とし（ステップ S 300）、S 230 へ戻って一つ上流側の層 L についての線量の算出を行うものとする。一方、S 290 において $N = N_{max}$ となったと判定された場合、全ての層 L についての線量の算出が完了したものであるとして、図 7 に示す処理が終了し、図 6 の処理へ戻る。

【0061】

図 6 に示すように、線量分布算出部 108 は、S 200 での演算結果に基づいて、各座標点での線量を重ね合わせて線量分布を算出する（ステップ S 130）。図 12 に示すように、層 L の各座標点（設定座標点 P 及び補正座標点 A P）に対して設定されている線量分布 B_0 を重ね合わせることで、全体の線量分布 B_0 を算出する。次に、線量分布算出部 108 は、ROI と S 130 で算出した線量分布 B_0 とを対比すると共に評価を行い、OK か NG かの判定を行う（ステップ S 140）。例えば、図 14 において E 1 で示す部分のように、ROI 以外の領域での線量が高い部分が存在する場合は、NG と判定することができる。また、図 14 において E 2 で示す部分のように、ROI での線量が低い部分が存在する場合は、NG と判定することができる。なお、図 12 及び図 14 では、説明の理解のために、走査方向の一方（X 方向）のみの算出及び評価しか示していないが、Y 方向についても行う。また、全ての層 L について線量分布の算出と評価を行う。なお、線量分布算出部 108 は、演算を行うことによって対比・評価を行ってもよく、ユーザの入力に基づいて評価を行ってもよい。ユーザ入力に基づく場合、線量分布算出部 108 は表示部 102 に線量分布を出力する。ユーザは、表示部 102 に表示された線量分布を参照することで、対比・評価を行い、入力部 103 を操作することによって OK であるか NG であるかを入力する。線量分布算出部 108 は、ユーザ入力情報を取得することで、OK か NG かの判定を行う。S 140 において NG と判定された場合、S 200 へ戻り、別の走査パターンを作成し、線量分布を算出して評価を行う。

20

30

【0062】

S 140 において OK と判定された場合、制御パターン作成部 109 は、S 140 で OK と判定された走査パターンを、治療で採用する走査パターンとして決定する（ステップ S 150）。次に、制御パターン作成部 109 は、S 150 で決定された走査パターンに基づいて、走査電磁石 3a , 3b の制御パターンを作成する（ステップ S 160）。制御パターン作成部 109 は、作成した走査パターンに従って腫瘍 14 へ荷電粒子線 R が照射されるように、走査電磁石 3a , 3b の制御パターンを作成する。S 160 が完了とすると、図 6 に示す処理が終了し、治療計画の作成が終了する。

40

【0063】

次に、本実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置 100 の作用・効果について説明する。

【0064】

まず、比較のため、従来の荷電粒子線治療計画装置について図 5 を参照して説明する。ディグレーダ 30 は、X 方向及び Y 方向に拡がる板状（厚さが A で一定）をなしており、

50

ディグレーダ 30 の上流側面 30 a 及び下流側面 30 b は、基軸 AX と直交する平面をなしている。すなわち照射方向における断面が長方形をなしている。このようなディグレーダ 30 を用いた場合、照射軸と基軸 AX が一致する荷電粒子線 R1 は、ディグレーダ 30 の上流側面 30 a に垂直に入射するため、ディグレーダ 30 内の通過距離が厚さと同じく A となる。一方、照射軸が基軸 AX に対して偏向する荷電粒子線 R2 は、ディグレーダ 30 内の通過距離が A よりも大きくなる。具体的には、荷電粒子線 R2 の照射軸が基軸 AX に対して偏向角 θ で偏向する場合、ディグレーダ 30 内の通過距離は、「 $A / \cos \theta$ 」となる。これによって、荷電粒子線 R2 の飛程は、荷電粒子線 R1 に比して短くなる。

【0065】

従来の荷電粒子線治療計画装置は、前述のディグレーダ 30 内の荷電粒子線 R の通過距離と飛程の関係を考慮せずに所定の層 LT に対して荷電粒子線 R の走査パターンを作成し、荷電粒子線照射装置 1 が当該走査パターンに基づいて荷電粒子線 R を照射していた。従って、照射軸と基軸 AX が一致する荷電粒子線 R1 は計画通り層 LT に照射されるが、照射軸が基軸 AX に対して偏向する荷電粒子線 R2 は、層 LT よりも上流側の箇所に照射される。これにより、腫瘍 14 の所定の箇所に照射される荷電粒子線 R の実際の線量と、治療計画時に算出していた線量との間でずれが生じ治療計画の精度が低下するという問題がある。

【0066】

これに対し、本実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置 100 は、ディグレーダ 30 内における荷電粒子線 R の通過距離に基づいて、腫瘍 14 の所定の箇所に照射する荷電粒子線 R の線量を調整する制御部 101 を備えている。従って、荷電粒子線 R の偏向角 θ によって荷電粒子線 R のディグレーダ 30 内の通過距離が変化しても、制御部 101 は、当該通過距離を考慮して線量の調整を行うことができるため、治療計画と実際の照射との間のずれを抑制することが可能となる。これにより、精度の高い治療計画を作成することができる。

【0067】

また、本実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置 100 において、制御部 101 の線量分布算出部は、ディグレーダ 30 内における荷電粒子線 R の通過距離に基づいて、所定の層 L の所定の照射位置へ照射する荷電粒子線 R の線量を、当該層 L よりも腫瘍 14 における荷電粒子線 R の上流側の他の層 L の照射位置へ照射する荷電粒子線 R の線量に加算して、腫瘍 14 に照射する荷電粒子線 R の線量分布をしている。これによって、荷電粒子線 R のディグレーダ 30 内の通過距離が大きくなることで、飛程が短くなり、所定の層 L の照射位置よりも上流側へ照射される場合であっても、線量分布算出部 108 が、そのような荷電粒子線の線量を考慮し、上流側の他の層 L の照射位置での線量に加算して線量分布の算出をすることができる。従って、治療計画時に算出した線量分布と、実際の線量分布との間のずれを抑制することが可能となり、精度の高い治療計画を作成することができる。

【0068】

また、本実施形態に係る荷電粒子線治療計画装置 100 において、線量分布算出部 108 は、所定の層 L の照射位置に荷電粒子線 R を照射するときのディグレーダ 30 内における荷電粒子線 R の通過距離による飛程の減少量が $L / 2$ よりも大きい場合には、所定の層 L の照射位置へ照射する荷電粒子線 R の線量を、上流側の他の層 L の照射位置へ照射する荷電粒子線 R の線量に加算して、腫瘍 14 に照射する荷電粒子線 R の線量分布を算出する。線量分布算出部 108 は、飛程の減少量が大きい場合に荷電粒子線 R の線量を、上流側の他の層 L の照射位置への線量に加算することで精度を向上させる一方、小さい場合は影響が少ないとして加算しない。これによって、治療計画の精度を高めつつも、演算の負荷を低減することができる。

【0069】

本発明は、上述の実施形態に限定されるものではない。

【0070】

図 6 及び図 7 は、スキヤニング法による荷電粒子線照射装置 1 に対する治療計画の処理

の例を示したが、ワブラー法による荷電粒子線照射装置 1 に対する治療計画を作成してもよい。この場合も、制御部 101 は、荷電粒子線 R のディグレーダ 30 内の通過距離に基づいて、腫瘍 14 の所定の箇所に照射する荷電粒子線 R の線量を調整してもよい。

【0071】

例えば、上述の実施形態では板状のディグレーダ 30 を用いた場合の例について説明したが、図 15 に示すようなディグレーダ 40, 50 を用いてもよい。

【0072】

図 15 (a) に示すように、楔形のディグレーダ 40 に対して本発明を適用してもよい。図 15 (a) に示すディグレーダ 40 は、断面直角三角形形状のディグレーダ 40A, 40B を、Z 方向に対向させ、アクチュエータ 45 で各ディグレーダ 40A, 40B を X 方向に移動させることによって、飛程の調整を行うものである。

10

【0073】

図 15 (a) に示すように、上流側に配置されるディグレーダ 40A は、直角三角形の断面の長辺（基軸 AX と直交する）に該当する上流側面 40Aa、斜辺に該当する下流側面 40Ab、短辺（基軸 AX と平行となる）に該当する側面 40Ac を有している。側面 40Ac には、ディグレーダ 40A を X 方向に往復動させるアクチュエータ 45 が接続されている。下流側に配置されるディグレーダ 40B は、直角三角形の断面の斜辺に該当する上流側面 40Ba、長辺（基軸 AX と直交する）に該当する下流側面 40Bb、短辺（基軸 AX と平行となる）に該当する側面 40Bc を有している。側面 40Bc には、ディグレーダ 40B を X 方向に往復動させるアクチュエータ 45 が接続されている。ディグレーダ 40A の下流側面 40Ab とディグレーダ 40B の上流側面 40Ba とは、平行をなすように対向している。アクチュエータ 45 によってディグレーダ 40A とディグレーダ 40B を X 方向に移動させることで、荷電粒子線 R がディグレーダ 40A, 40B 内を通過する通過距離（ディグレーダ 40A とディグレーダ 40B の合計）を調整することができる。

20

【0074】

図 15 (b) に示すように、段差状のディグレーダ 50 に対して本発明を適用してもよい。図 15 (b) に示すディグレーダ 50 は、段差状に形成されることで厚さが異なる部分を複数有しており、荷電粒子線 R を入射させる部分の厚さを変更することで、飛程の調整を行うものである。

30

【0075】

図 15 (b) に示すように、ディグレーダ 50 は、X 方向に沿って、段階的に厚さが変化する構成を有している。すなわち、ディグレーダ 50 の下流側面 50b は、X 方向における全領域において Z 方向の位置が一定であるに対し、上流側では、上流側面 51、上流側面 52、上流側面 53、上流側面 54、上流側面 55 の順で Z 方向において上流側に配置される。当該ディグレーダ 50 を用いる場合、荷電粒子線 R を入射させる上流側面を変更することによって、飛程の調整を行う。ディグレーダ 50 の側面 50c には、当該ディグレーダ 50 を X 方向に往復動させるアクチュエータ 56 が接続されている。

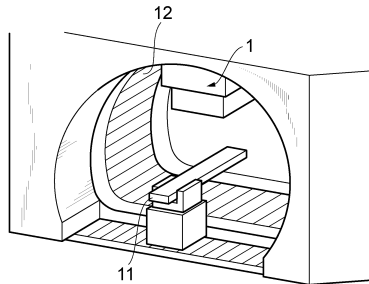
【符号の説明】

【0076】

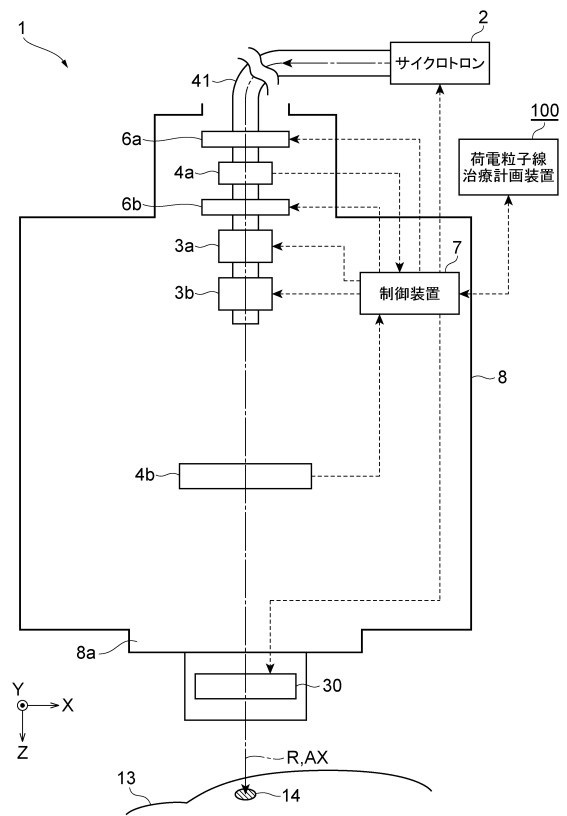
40

1 ... 荷電粒子線照射装置、3a, 3b ... 走査電磁石、8 ... 照射ノズル、30, 40, 50 ... ディグレーダ、100 ... 荷電粒子線治療計画装置、101 ... 制御部、104 ... 記憶部、106 ... 層設定部、107 ... 照射位置設定部、108 ... 線量分布算出部。

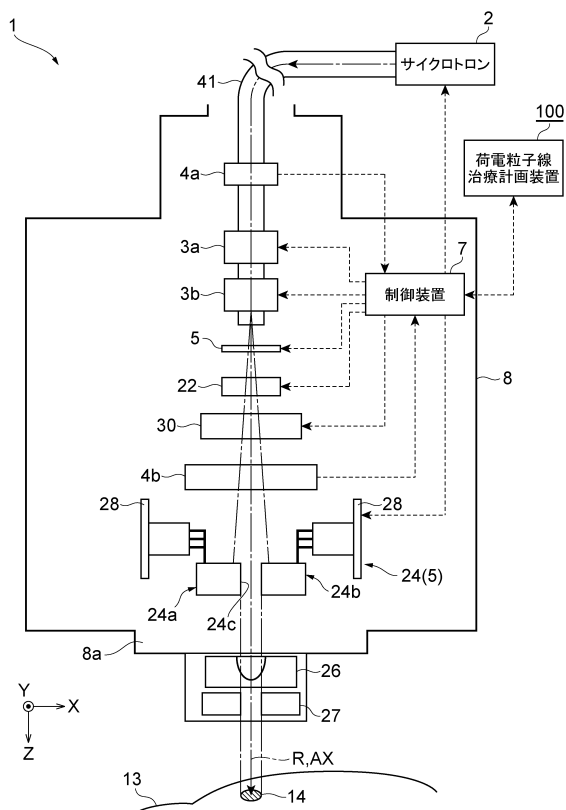
【図 1】



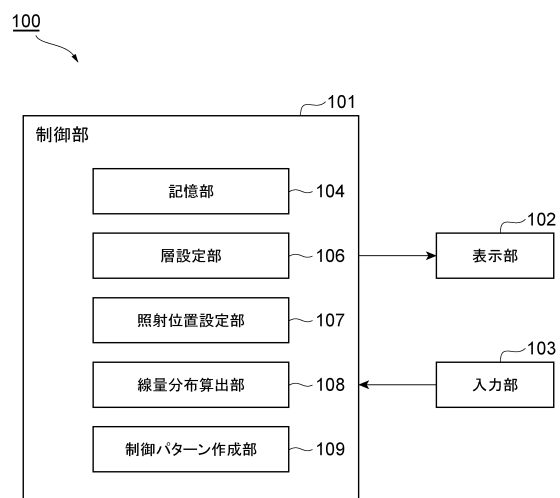
【図 2】



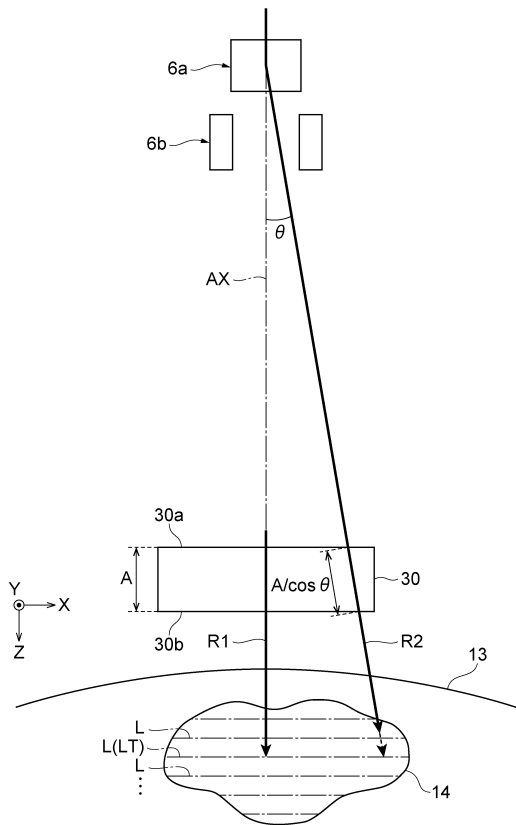
【図 3】



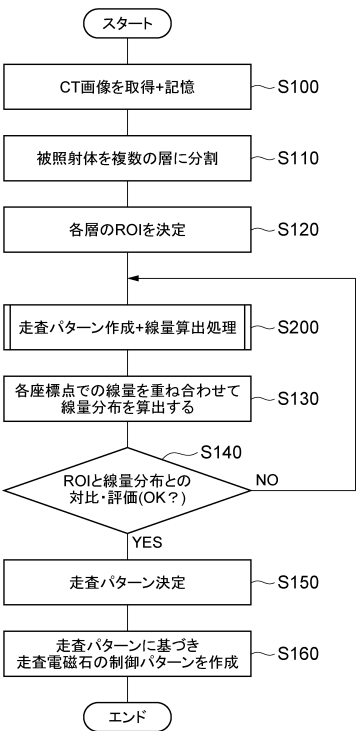
【図 4】



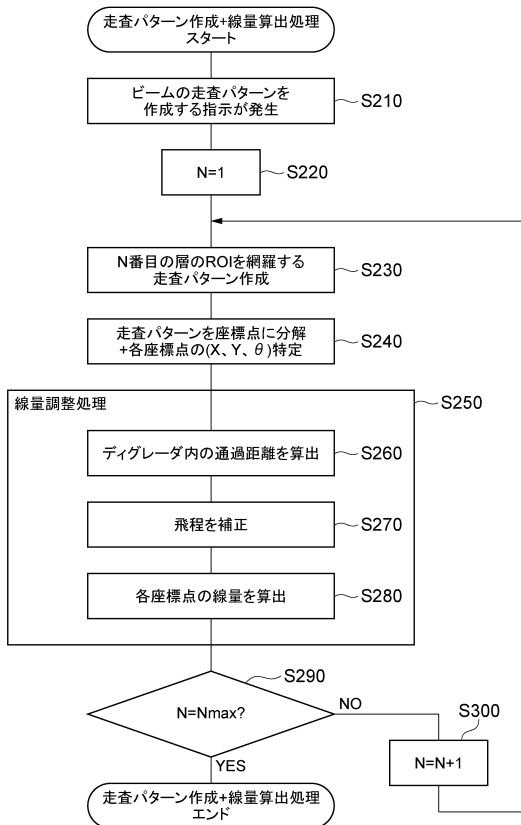
【図 5】



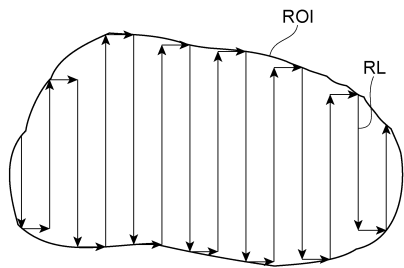
【図 6】



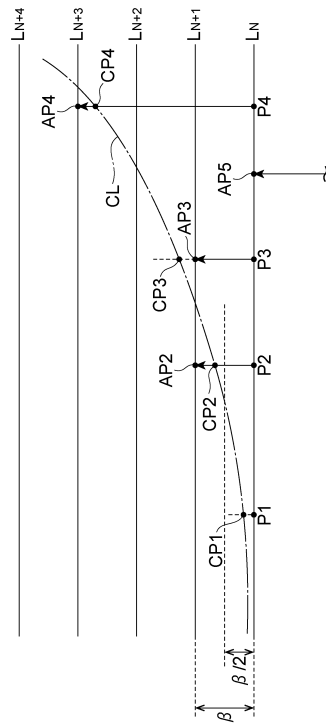
【図 7】



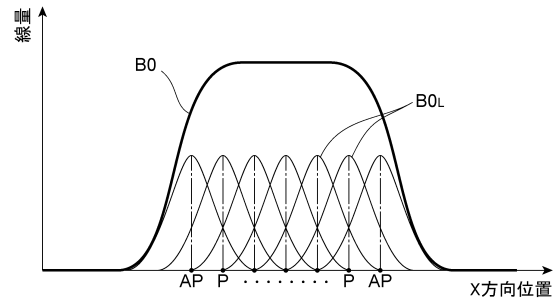
【図 9】



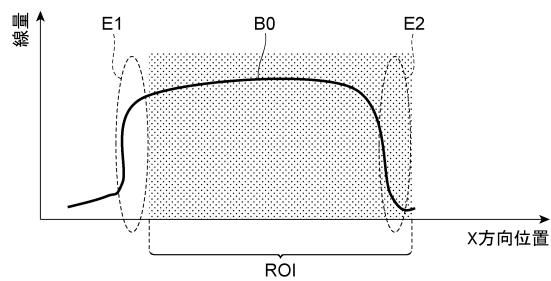
【図 1 1】



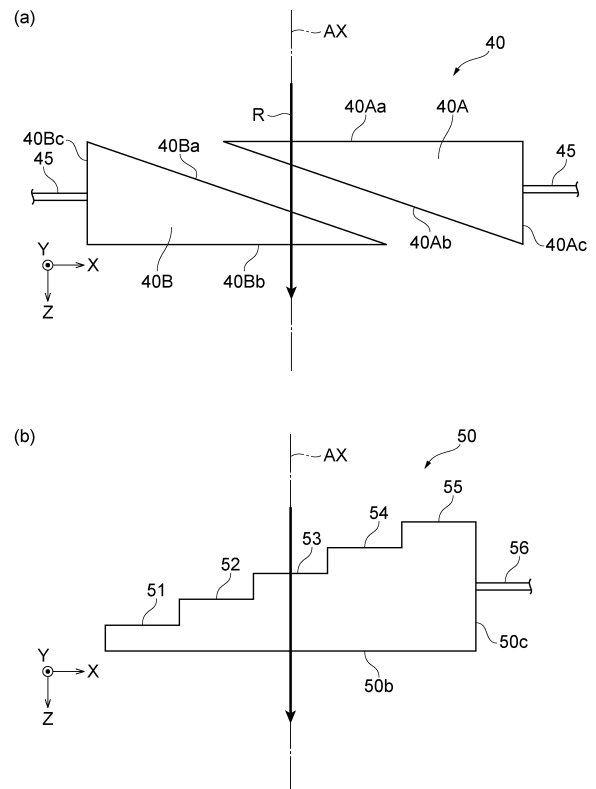
【図 1 2】



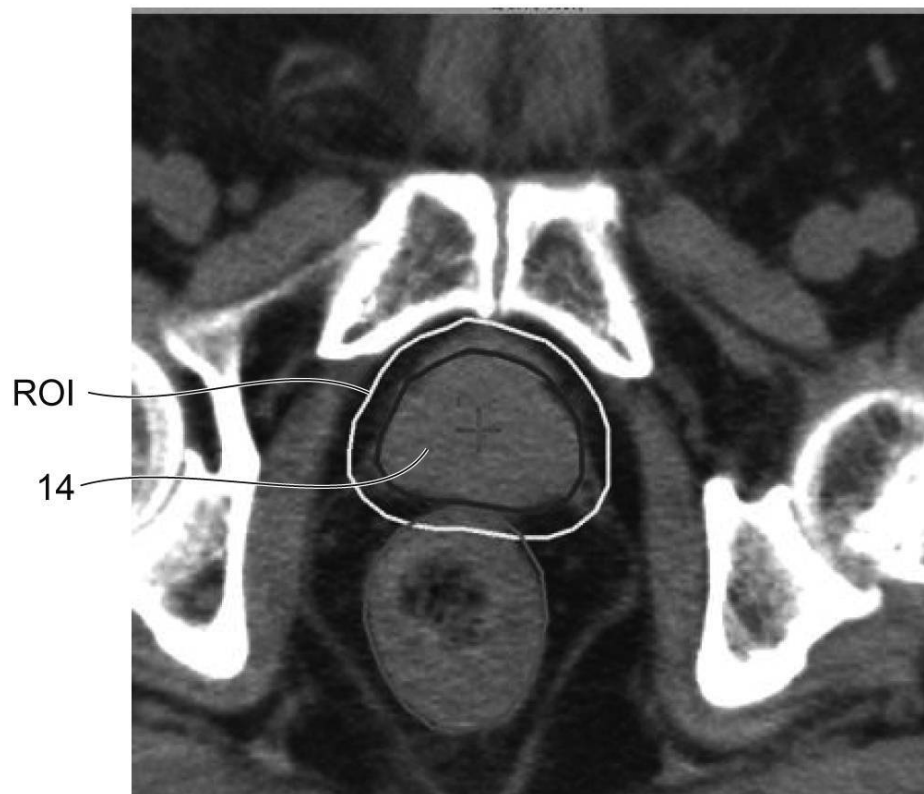
【図 1 4】



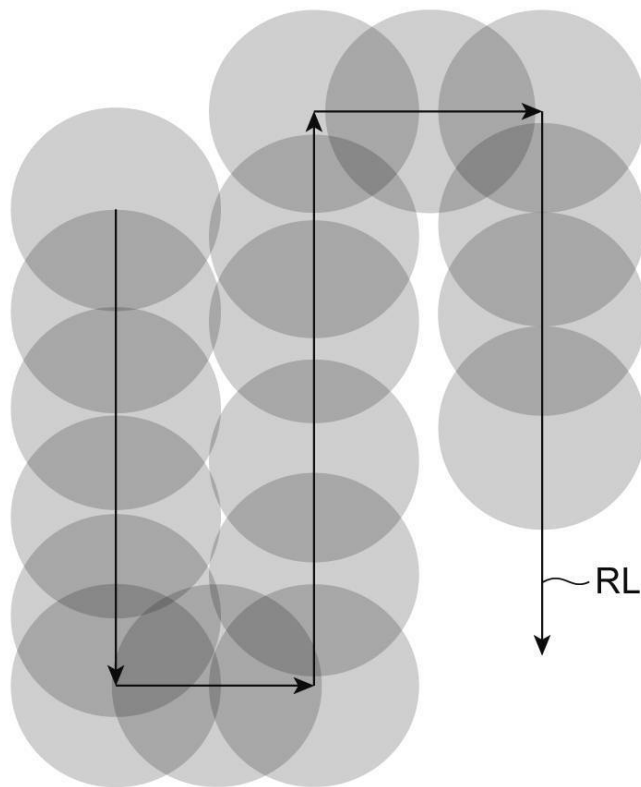
【図 1 5】



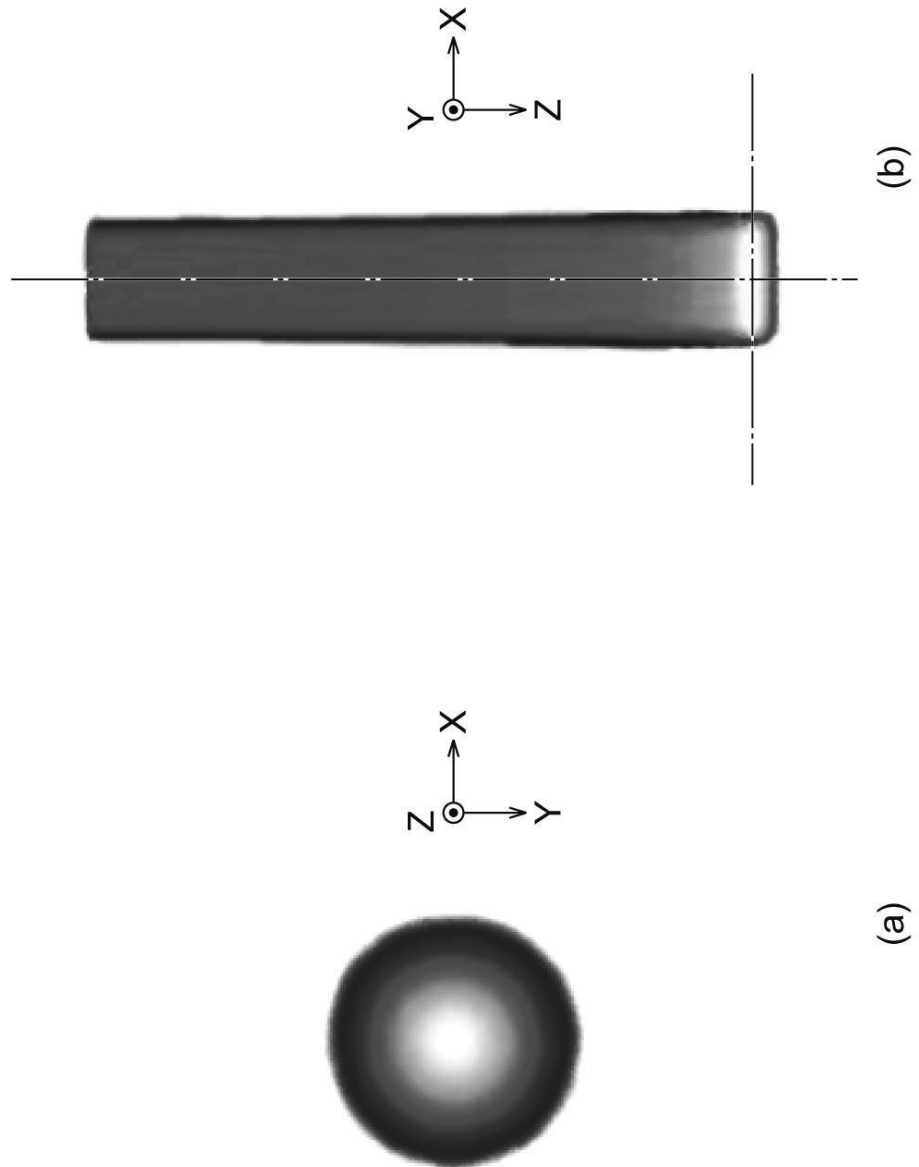
【図 8】



【図 10】



【図 13】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-201099(JP,A)
特開2006-341010(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0297850(US,A1)
特開2006-280457(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 5/10